

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/008817

International filing date: 09 May 2005 (09.05.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-141490
Filing date: 11 May 2004 (11.05.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 09 June 2005 (09.06.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 4 年 5 月 1 1 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 4 - 1 4 1 4 9 0

パリ条約による外国への出願
に用いる優先権の主張の基礎
となる出願の国コードと出願
番号

The country code and number
of your priority application,
to be used for filing abroad
under the Paris Convention, is

J P 2 0 0 4 - 1 4 1 4 9 0

出 願 人
Applicant(s): キヤノン株式会社

2 0 0 5 年 5 月 2 5 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】	特許願
【整理番号】	5515049-01
【提出日】	平成16年 5月11日
【あて先】	特許庁長官殿
【国際特許分類】	H04N 5/00
【発明者】	
【住所又は居所】	東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
【氏名】	漆家 裕之
【特許出願人】	
【識別番号】	000001007
【氏名又は名称】	キヤノン株式会社
【代理人】	
【識別番号】	100090273
【弁理士】	
【氏名又は名称】	國分 孝悦
【電話番号】	03-3590-8901
【手数料の表示】	
【予納台帳番号】	035493
【納付金額】	16,000円
【提出物件の目録】	
【物件名】	特許請求の範囲 1
【物件名】	明細書 1
【物件名】	図面 1
【物件名】	要約書 1
【包括委任状番号】	9705348

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解手段と、

上記幾何変換パラメータ求解手段により求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正手段とを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】

上記幾何変換パラメータ求解手段により求められた幾何変換パラメータを用いて、体動の大きさを評価する評価手段を有し、

上記体動補正手段は、上記評価手段により上記体動の大きさが、所定の大きさ以上であると判定された場合に限り、体動補正を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

上記評価手段により、上記体動の大きさが所定の大きさ以上であると判定された場合には、上記体動補正手段により体動補正が行われた投影画像を再構成して、断層画像を作成する一方、上記評価手段により、上記体動の大きさが所定の大きさよりも小さいと判定された場合には、上記体動補正手段により体動補正を行わない上記投影画像を用いて、断層画像を作成する断層画像作成手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】

上記幾何変換パラメータ求解手段は、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像における対応点の座標を求め、求めた対応点の座標を用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求め、

上記体動補正手段は、上記幾何変換パラメータ求解手段により求められた幾何変換パラメータを上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを、幾何補正の幾何変換パラメータとして決定し、決定した幾何補正の幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が上記所定の範囲内である投影画像を幾何変換することを特徴とする請求項 1 ～ 3 の何れか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

上記幾何変換パラメータ求解手段は、アフィン変換、ヘルマート変換、2 次射影変換、又は高次多項式変換を用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求めることを特徴とする請求項 1 ～ 4 の何れか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

上記幾何変換パラメータ求解手段は、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像における対応点の座標を、マッチングの手法を用いて求めることを特徴とする請求項 4 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】

放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解ステップと、

上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正ステップとを有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 8】

上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを用いて、体動の大きさを評価する評価ステップを有し、

上記体動補正ステップは、上記評価ステップにより上記体動の大きさが、所定の大きさ以上であると判定された場合に限り、体動補正を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理方法。

【請求項 9】

上記評価ステップにより、上記体動の大きさが所定の大きさ以上であると判定された場合には、上記体動補正ステップにより体動補正が行われた投影画像を再構成して、断層画像を作成する一方、上記評価ステップにより、上記体動の大きさが所定の大きさよりも小さいと判定された場合には、上記体動補正ステップにより体動補正を行わない上記投影画像を用いて、断層画像を作成する断層画像作成ステップを有することを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理方法。

【請求項 10】

上記幾何変換パラメータ求解ステップは、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像における対応点の座標を求め、求めた対応点の座標を用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求め、

上記体動補正ステップは、上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを、幾何補正の幾何変換パラメータとして決定し、決定した幾何補正の幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が上記所定の範囲内である投影画像を幾何変換することを特徴とする請求項 7 ～ 9 の何れか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 11】

上記幾何変換パラメータ求解ステップは、アフィン変換、ヘルマート変換、2 次射影変換、又は高次多項式変換を用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求めることを特徴とする請求項 7 ～ 10 の何れか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 12】

上記幾何変換パラメータ求解ステップは、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像における対応点の座標を、マッチングの手法を用いて求めることを特徴とする請求項 10 に記載の画像処理方法。

【請求項 13】

放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解ステップと、

上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正ステップとをコンピュータに実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮像装置、画像処理方法及びコンピュータプログラム

【技術分野】

【０００１】

本発明は、放射線撮像装置、画像処理方法及びコンピュータプログラムに関し、特に、撮影時の被検体の体動によって断層画像に生じるアーチファクトを軽減するために用いて好適なものである。

【背景技術】

【０００２】

平面センサーを用いたコンビームＸ線ＣＴ（コンピュータ断層撮影）装置においては、図９に示すように、Ｘ線源９０１より放射されたＸ線は、被検体９０３の体内を透過して、Ｘ線源９０１と対向する位置にある平面センサー９０２において検出される。そして、Ｘ線の放射と検出とをしながら、Ｘ線源９０１と平面センサー９０２とが被検体９０３の周りを回転するようにする。或いは同じ事であるが、Ｘ線源９０１と平面センサー９０２とを固定しておき、被検体９０３が回転するようにしてもよい。

【０００３】

以上のような回転を一周、つまり０度から３６０度まで行くと、Ｘ線源９０１と平面センサー９０２、或いは被検体９０３は元の位置に戻る。このとき、最初の０度において平面センサー９０２で得られる投影画像と、３６０度回転した後に得られる投影画像とは一致していなければならない。

【０００４】

ところが、実際の撮影においては被検体９０３である患者がじっとしているという保証はなく、撮影中に被検体９０３が動いてしまった場合には、最初の０度の投影画像と３６０度回転した後の投影画像とが異なった画像となってしまう。したがって、このような投影画像を用いて、被検体９０３の断層画像を作成すると、その断層画像上には直線状のアーチファクトが生じてしまうことになる。

【０００５】

このような体動によるアーチファクトを低減するために、従来の１次元センサーを使ったＸ線ＣＴ装置では、体動によるずれを或る角度の範囲で補間することによって補正する方法が知られている（特許文献１を参照）。

図１０を用いてこの方法について説明する。この図１０では、横軸に検出器のチャンネル、縦軸に回転の角度をとったサイノグラムを用いている。このサイノグラム上の曲線１００１～１００３は被検体９０３内の或る点の軌跡を示している。

【０００６】

【特許文献１】 特開平６－１１４０５２号公報

【０００７】

もし、被検体９０３の動き（以下、体動と称する）がなければ、図１０（ａ）に示すように、曲線１００１において、スキヤンの開始時（０度）の点の検出器チャンネル位置Ａと、スキヤンの終了時（３６０度）の点の検出器チャンネル位置Ｂとは一致する。ところが、体動があった場合には、図１０（ｂ）に示すように、スキヤンの終了時（３６０度）の点の検出器チャンネル位置は、本来位置Ｂにあるべきであるが、位置Ｂ'にずれてしまう。

【０００８】

このような体動による位置のずれを補正するために、図１０（ｃ）に示すように、スキヤンの開始時の点の検出器チャンネル位置Ａと、スキヤンの終了時の点の検出器チャンネル位置Ｂ'とのずれ量の半分だけ、位置Ａを位置Ａ'へシフトさせるとともに位置Ｂ'を位置Ｂ''へシフトさせる。このようにすることにより、位置Ａ'と位置Ｂ''とが一致するようにしていた。そして位置Ａ'と位置Ｂ''との間のデータについても全チャンネルについて補間処理を行い、破線で示す曲線１００３のようなデータの並びとされていた。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

このような方法を用いれば、従来の1次元センサーを使ったX線CT装置においては、被検体903の体動によるアーチファクトを低減することができる。しかしながら、平面センサー902を使ったコーンビームX線CT装置の場合、平面センサー902の横ラインごとにこの方法を用いたのでは、各横ライン間の整合性がとれず、精度の良い体動補正を行うことが困難であるという問題点があった。

また、体動があったかどうかの判定を各横ラインのずれの大きさを用いて行っても、正確な判定ができず不必要な体動補正を行うことになってしまう虞があるという問題点もあった。

【0010】

本発明は、前述の問題点に鑑みてなされたものであり、断層画像に生じるアーチファクトを軽減するための体動補正を可及的に高精度に行うようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の放射線撮像装置は、放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解手段と、上記幾何変換パラメータ求解手段により求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正手段とを有することを特徴とする。

【0012】

本発明の画像処理方法は、放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解ステップと、上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正ステップとを有することを特徴とする。

【0013】

本発明のコンピュータプログラムは、放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求める幾何変換パラメータ求解ステップと、上記幾何変換パラメータ求解ステップにより求められた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記放射線の投影角度が重複する複数の投影画像が一致するように、上記投影画像を幾何変換して体動補正を行う体動補正ステップとをコンピュータに実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、放射線の投影角度が重複する複数の投影画像間の幾何変換パラメータを求め、求めた幾何変換パラメータを、上記放射線の投影角度の所定の範囲内で漸次変化させ、その変化させた幾何変換パラメータを用いて、上記投影画像を幾何変換するようにしたので、画像として体動をとらえることができるようになる。これにより、体動を正確に把握することができる。また、幾何変換パラメータを投影角度間でスムーズに移行させるようにしているので、可及的に精度の高い体動補正を行うことが可能となる。これにより、アーチファクトが可及的に低減された断層画像を得ることができる。

また、本発明の他の特徴によれば、上記求めた幾何変換パラメータを用いて、体動の大きさを評価し、上記体動の大きさが、所定の大きさ以上であると判定された場合に限り、体動補正を行うようにしたので、無駄な体動補正を避けることができ、体動補正を行うための計算時間を短縮することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

次に、図面を参照しながら、本発明の実施形態について説明する。

図1は、本実施形態によるX線CTシステムの全体構成の一例を示す図である。

図1において、X線発生装置制御部104により制御されたX線源103より発生したX線は、被写体である患者102を透過してX線検出器101により検知される。なお、本実施形態では、X線を用いる場合を例に挙げて説明するが、放射線は、X線に限られるわけではなく、 α 線、 β 線、 γ 線等の電磁波を含んでよい。

【0016】

検知されたX線は、投影画像として画像入力部105に入力される。このX線源103と、例えば平面センサーであるX線検出器101は、患者102を回転中心として回転を行いながら所定の回転角度毎に投影画像の収集を行う。ただし、X線源103とX線検出器101との位置関係を保持しながら回転テーブルに固定した被写体である患者102を回転させる構成にしても良い。

【0017】

入力された各回転角度の投影画像は、画像処理部107によって、X線検出器101の補正と、ログ変換とを含めた前処理や、再構成処理等の画像処理がなされる。このような画像処理により、断層画像群が作成される。作成された断層画像群は、診断モニター109に表示されたり、画像保存部108に保存されたり、ネットワーク111を介してプリンター112、診断ワークステーション113、又は画像データベース114に出力されたりする。

【0018】

診断モニター109などにおける表示のウィンドウ操作や、患者102の体軸方向の断層画像の切り換え表示操作や、断面変換操作や、3次元表面表示操作などの種々の操作は、検査者が操作部110を操作することによって行われる。なお、本実施形態では、以上の動作を、マイクロコンピュータなどにより構成されるX線撮影システム制御部106が統括して管理するようにしている。

【0019】

図2は、断層画像を撮影（CT撮影）する際のX線CTシステムにおける動作の一例を説明するフローチャートである。

最初にステップS201において、管電圧、管電流、曝射時間などの撮影条件や、患者名、年齢、性別などの患者情報や、検査IDなど検査情報が、検査者による操作部110の操作に基づいて設定される。

【0020】

次に、ステップS202において、X線発生装置制御部104は、ステップS201で設定された撮影条件に合わせて、X線源103を制御する。これにより、X線源103からX線が発生し、患者102の撮影が行われ、投影画像が画像入力部105に入力される。

【0021】

次に、ステップS203において、画像処理部107は、撮影により得られた投影画像に対して前処理を実行する。そして、ステップS204において、画像処理部107は、ステップS203で前処理された投影画像に対して再構成処理を実行する。このようにすることによって、患者102の断層画像が作成される。

【0022】

次に、ステップS205において、診断モニター109は、ステップS204で作成された断層画像を表示する。検査者は、このようにして診断モニター109に表示された断層画像を確認し、その確認結果に応じて操作部110を操作する。ステップS206においては、X線撮影システム制御部106は、上記検査者の操作内容に基づいて撮影の成否の判断を行う。そして、撮影に失敗したと判断した場合には、ステップS202に戻り、患者102の再撮影を行い、撮影に成功したと判断するまでステップS202～S206の処理を行う。一方、撮影に成功したと判断した場合には、ステップS207に進み、X線撮影システム制御部106は、ステップS205で作成された断層画像を画像保存部1

08や画像データベース114などへ転送する。そして、ステップS208において、X線撮影システム制御部106は、検査者の操作部110の操作に基づいて、次の撮影の指示がなされたか否かを判断する。この判断の結果、次の撮影の指示がなされた場合には、ステップS201に戻り、次の撮影を行う。一方、次の撮影の指示がなされなかった場合には、処理を終了する。

【0023】

図3は、本実施形態のX線CTシステムの前処理及び再構成処理で行われる動作の一例を説明するフローチャートである。なお、図3のフローチャートにおける動作は、画像処理部107により行われる。

【0024】

図3において、まず、重複する投影角度の投影画像間で対応点の座標を求める（ステップS301）。以下に、このステップS301における処理の具体例を示す。

重複する投影角度は、例えばちょうど1周（360度）のスキャンであれば0度と360度とすれば良い。360度以上（ $(360 + \alpha)$ 度）のスキャンを行う場合には、 θ （ $< \alpha$ ）度と $(360 + \theta)$ 度とを、重複する投影角度として用いても良い。

【0025】

そして、図4に示すように、この重複する投影角度の投影画像401、402間で、各々対応点（図4の黒塗りの四角の点）の座標を求める。対応点の数は、幾何変換パラメータの数以上必要であるが、対応点の数が多いほど幾何変換パラメータの精度は向上する。

【0026】

しかしながら、対応点の数を多くすると、同時に計算時間も増大してしまうので、システムに合わせて対応点の数を決めれば良い。この対応点の数だけ投影画像401、402間で対応する点の座標の組を求める。このためには、まず一方の投影画像（例えば投影画像401）において複数の固定点を設定する。この固定点としては、例えば最も特徴的な点を用いる。これは、例えば胸部画像であれば、肋骨の端点や肺血管の分岐点などが特徴的な点であり、この点を上記固定点として設定することができる。また、上記固定点として特徴的な点を用いない場合には、例えば、図5に示すように、投影画像401の全体を小矩形に分割して被写体内にある小矩形の中心点を上記固定点とすれば良い。

【0027】

このようにして一方の投影画像に対して複数の固定点を定めたら、もう一方の投影画像（例えば投影画像402）におけるこれらの固定点に対応する点の座標を求める。このためにはステレオ解析等で用いられるマッチングの手法を用いれば良い。このマッチングの手法により、対応する点の組を求める方法の一例を、図6を用いて説明する。

【0028】

図6（a）に示すように、投影画像401上の上記固定点を中心に所定のサイズのテンプレート画像603を切り出す。そして、投影画像601と投影角度が重複する投影画像402上に、テンプレート画像603のサイズよりも大きな所定のサイズのサーチエリア604を設定する。なお、このサーチエリア604の中心は、投影画像601の固定点と同じ座標の点となる。

【0029】

そして、このサーチエリア604内を左上から右下まで順次中心点の位置を動かしながらテンプレート画像603と同じ大きさのリファレンス画像を切り出し、このリファレンス画像とテンプレート画像603とのマッチングの評価値を求める。

マッチングの評価値 est は、リファレンス画像を $r(x, y)$ 、テンプレート画像603の座標をとすると、以下の（1）式によって求めることができる。

【0030】

【数 1】

$$est = \frac{\sum_{k=1}^n \sum_{l=1}^m \{r(k,l) - \bar{r}\} \cdot \{t(k,l) - \bar{t}\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^n \sum_{l=1}^m \{r(k,l) - \bar{r}\}^2} \cdot \sqrt{\sum_{k=1}^n \sum_{l=1}^m \{t(k,l) - \bar{t}\}^2}} \cdots (1)$$

【0031】

ここで、上記（1）式において、n、mは、テンプレート画像603の画素サイズである。また、文字の上に付されている横線（ $\bar{}$ ）は、平均値を表す。

また、計算を高速に行うことが要求される場合には、マッチングの評価値estを、簡易的に以下の（2）式によって求めても良い。

【0032】

【数 2】

$$est = \sum_{k=1}^n \sum_{l=1}^m |r(k,l) - t(k,l)| \cdots (2)$$

【0033】

このマッチングの評価値estが最も小さくなるリファレンス画像の位置が対応点の座標である。

以上のようにして重複する投影角度の投影画像401、402間で対応点の座標が求まったら、この対応点の座標の組より幾何変換パラメータを求める（ステップS302）。

幾何変換としては例えばアフィン変換を用いれば良い。

アフィン変換は、以下の（3）式によって表すことができる。

【0034】

【数 3】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a_{01} \\ a_{02} \end{pmatrix} \cdots (3)$$

【0035】

そして、対応点の組を座標が (x_n, y_n) の点と、座標が (X_n, Y_n) の点（（nは1…N）として、座標 (x_n, y_n) を上記（3）式によって変換した座標 (x_n', y_n') と、座標 (X_n, Y_n) との最小二乗誤差errを最小にするアフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} を求める。

なお、最小二乗誤差errは、以下の（4）式で表される。

【0036】

【数 4】

$$err = \sum_{n=1}^N \sqrt{(X_n - x'_n)^2 + (Y_n - y'_n)^2} \dots (4)$$

【0037】

ここで、 x_n' 及び y_n' は、アフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} を変数とする関数となっているから、(4) 式による最小二乗誤差 err も、アフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} を変数とする関数となっている。

【0038】

したがって、この最小二乗誤差 err をアフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} のそれぞれの変数で偏微分して 0 とおき、連立方程式を解けば、最小二乗誤差 err を最小とするアフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} を求めることができる。

【0039】

このようにして、アフィン変換を行う場合には、アフィン変換の幾何変換パラメータ a_{01} 、 a_{02} 、 a_{11} 、 a_{12} 、 a_{21} 、 a_{22} が求められるが、アフィン変換を行う場合には、画像の拡大や、せん断も許容した幾何変換となっている。そこで、画像の拡大と、せん断とを許容せず、画像の回転と、移動のみを幾何変換する場合には、ヘルマート変換を用いる。ヘルマート変換は、以下の(5)式によって表すことができる。

【0040】

【数 5】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a_{01} \\ a_{02} \end{pmatrix} \dots (5)$$

【0041】

このヘルマート変換の場合の幾何変換パラメータは、 θ 、 a_{01} 、 a_{02} の 3 つということになり、上記と同様に幾何変換パラメータを求めることができる。

さらに、アフィン変換やヘルマート変換の他にも 2 次射影変換や、高次多項式変換などを用いても、アフィン変換やヘルマート変換を用いた場合と同様に幾何変換パラメータを求めることができる。

【0042】

以上のようにして幾何変換パラメータが求まったら、この幾何変換パラメータの評価量が、所定量より大きいかどうかの判定を行う(ステップ S303)。

幾何変換パラメータの評価量は、スキャン中の体動の大きさを評価する量であって、体動が全くなかった場合の幾何変換パラメータからどの位離れているかを評価するためのものである。

【0043】

この幾何変換パラメータの評価量 $est2$ は、幾何変換パラメータを例えば λ_1 、 λ_2 、 \dots 、 λ_n 、 \dots 、 λ_N とし、全く体動がなかった場合の幾何変換パラメータを例えば λ_1' 、 λ_2' 、 \dots 、 λ_n' 、 \dots 、 λ_N' とすると、以下の(6)式によって求めることができる。

【 0 0 4 4 】

【数 6】

$$est2 = \sqrt{\sum_{n=1}^N (\lambda'_n - \lambda_n)^2} \cdots (6)$$

【 0 0 4 5 】

なお、上記（ 6 ）式の右辺において、必ずしも平方根をとらなくてもかまわない。或いは、上記（ 6 ）式の代わりに、もっと簡単に、以下の（ 7 ）式によって幾何変換パラメータの評価量 $est2$ を求めるようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

【数 7】

$$est2 = \sum_{n=1}^N |\lambda'_n - \lambda_n| \cdots (7)$$

【 0 0 4 7 】

ここで、幾何変換としてアフィン変換を採用した場合には、以下の（ 8 ）式が成立する。

【 0 0 4 8 】

【数 8】

$$\lambda_1 = a_{01}, \lambda_2 = a_{02}, \lambda_3 = a_{11}, \lambda_4 = a_{12}, \lambda_5 = a_{21}, \lambda_6 = a_{22} \cdots (8)$$
$$\lambda'_1 = 0, \lambda'_2 = 0, \lambda'_3 = 1, \lambda'_4 = 0, \lambda'_5 = 0, \lambda'_6 = 1$$

【 0 0 4 9 】

また、幾何変換としてヘルマート変換を採用した場合には、以下の（ 9 ）式が成立する。

【 0 0 5 0 】

【数 9】

$$\lambda_1 = \theta, \lambda_2 = a_{01}, \lambda_3 = a_{02} \cdots (9)$$
$$\lambda'_1 = 0, \lambda'_2 = 0, \lambda'_3 = 0$$

【 0 0 5 1 】

このようにして求めた幾何変換パラメータの評価量が、所定量以下であった場合には体動の補正が必要なほど体動がなかったと判断することができる。したがって、この場合には体動補正は行わずにステップ S 3 0 6 に進み、投影画像を再構成して断層画像を作成する。

一方、幾何変換パラメータの評価量が、所定量よりも大きかった場合には、体動補正を行う。

体動補正を行うためには、まず重複する投影角度の投影画像が一致し、所定の角度内で漸次変化するように幾何補正の幾何変換パラメータを決定する（ステップS304）。

【0052】

体動補正は、例えば0度から180度までの間で体動補正量の半分だけを角度に応じて徐々に補正し、180度から360度までの間で体動補正量の半分だけを0度から180度までの補正方向とは逆方向に角度に応じて徐々に補正することによってスムーズな体動補正を実現することができる。

このような体動補正（幾何補正）を行うための幾何変換パラメータは、例えば0度から180度までの間については、ステップS302で求めた幾何変換パラメータの半分だけ徐々に変化させるようにすると共に、180度から360度までの間については、ステップS302で求めた幾何変換パラメータをマイナスにした半分だけ徐々に変化するように決定してやれば良い。

【0053】

また、0度から90度の間で体動補正量の半分だけを角度に応じて徐々に補正し、90度から270度までの間では体動補正を行わずに、270度から360度までの間で体動補正量の半分だけを0度から90度の間の補正方向とは逆方向に、角度に応じて徐々に補正するというように、0度から所定範囲と、360度から所定範囲だけで体動補正を行うことも可能である。

前述の所定の角度内で漸次変化する、角度に応じて徐々に補正するというものを具体的に説明すると、幾何変換パラメータを所定の角度で割り、単位角度毎の幾何変換パラメータの変化量を求め、角度に応じて単位角度毎の幾何変換パラメータの変化量を順次加算していくことを意味している。

【0054】

ここで、図7を参照しながら、体動補正（幾何補正）を行うための幾何変換パラメータを決定する方法の一例を説明する。

図7は、各々の幾何変換パラメータについて横軸方向に投影角度、縦軸方向に幾何変換パラメータを示したものである。なお、図7では、投影角度を0度から360度までとしているが、360度以上の角度（ $(360 + \alpha)$ 度）をスキャンする場合には、投影角度を θ （ $< \alpha$ ）度から $(360 + \theta)$ 度としても良い。

n番目のパラメータの場合を例に挙げて説明すると、0度の投影画像については体動の半分だけ幾何変換を行うので、そのパラメータ $\mu_n(0)$ は、以下の(10)式のようになる。

【0055】

【数10】

$$\mu_n(0) = \lambda'_n + \frac{\lambda_n - \lambda'_n}{2} \dots (10)$$

【0056】

そして、上記所定の角度を、例えば ω 度とすれば、 ω 度から $(360 - \omega)$ 度までは幾何変換しないので、この間の投影角度のパラメータを便宜上 λ'_n としておく。0度から ω 度までは、パラメータを $\mu_n(0)$ から λ'_n まで徐々に変化させるようにする。すなわち、 β （ $< \omega$ ）度のパラメータ $\mu_n(\beta)$ は、以下の(11)式のようになる。

【0057】

【数 1 1】

$$\mu_n(\beta) = \lambda'_n + \frac{\lambda_n - \lambda'_n}{2} \times \frac{\beta}{\omega} \cdots (11)$$

【0 0 5 8】

同様に、360度の投影画像については体動の半分だけ逆に幾何変換を行うのでそのパラメータ $\mu_n(360)$ は、以下の(12)式のようにになる。

【0 0 5 9】

【数 1 2】

$$\mu_n(360) = \lambda'_n - \frac{\lambda_n - \lambda'_n}{2} \cdots (12)$$

【0 0 6 0】

そして、(360- ω)度から360度までは、パラメータを λ'_n から $\mu_n(360)$ まで徐々に変化させるようにする。すなわち、(360- ω)度から360度までのパラメータ $\mu_n(\gamma)$ は、以下の(13)式のようにになる。

【0 0 6 1】

【数 1 3】

$$\mu_n(\gamma) = \lambda'_n + \frac{\lambda_n - \lambda'_n}{2} \times \frac{\gamma - (360 - \omega)}{\omega} \cdots (13)$$

【0 0 6 2】

このようなパラメータは、0度側と360度側とで半分ずつ幾何補正するためのものであるが、0度側或いは360度側のどちらか一方のみで、上記所定の角度内で全変換を行うようにパラメータを決めてもかまわない。

以上のようにして体動補正のための幾何変換パラメータを求めたら、この幾何変換パラメータを用いて投影角度毎の投影画像に対して幾何変換を行う(ステップS305)。ただし、 ω 度から(360- ω)度までは幾何変換を行わない。

【0 0 6 3】

次に、図8を参照しながら、幾何変換の一例について説明する。

ここでは、幾何変換前の投影画像(以下、幾何変換前画像と称する)801における点(X, y)が、幾何変換によって、幾何変換後の投影画像(以下、幾何変換後画像と称する)802の点(X', y')に変換されるものとする。

【0 0 6 4】

幾何変換による画像作成においては、この逆の過程を用いる。つまり、幾何変換後画像802の点(X', y')に変換される幾何変換前画像801における点(X, y)を求める。ここで、点(X', y')は、幾何変換後画像802の各画素に対応する整数値の座標である。この座標に対して幾何変換の逆変換を用いることにより点(X', y')に対応する点(X, y)を求めることができる。ただし、点(X, y)は整数値の座標となるわけではな

いので、点(X, y)に最も近い4点の画素値を用いて補間し、この補間した値を点(X', y')の画素値とする。これをすべての画素について行うことにより、幾何変換による画像を作成することができる。

【0065】

なお、この幾何変換による画像の作成においては、幾何変換をそのまま用いずに、幾何変換の逆変換を用いているので、ステップS304において、幾何変換パラメータを逆変換のパラメータとしてあらかじめ求めておいても構わない。

以上のようにして幾何変換による体動補正ができたなら、補正した投影画像を用いて再構成を行い、断層画像を作成する(ステップS306)。

【0066】

以上のように、本実施形態では、重複する投影角度(例えば0度と360度)の投影画像401、402間で、各々対応点の座標を求める。この対応点の座標の組を用いて、幾何変換パラメータ $\mu_n(0)$ 、 $\mu_n(360)$ を、アフィン変換などを用いて求める。そして、この幾何変換パラメータの評価量が、所定量よりも大きかった場合には、体動補正を行い、体動補正を行った投影画像802を用いて断層画像を作成するようにした。

【0067】

具体的に、体動補正を行うに際しては、上述したように、例えば、投影角度が ω 度から(360- ω)度までにおける幾何補正を行うための幾何変換パラメータを便宜上 λ_n' としておき、投影角度が0度から ω 度までは、 $\mu_n(0)$ から λ_n' まで徐々に変化するようにするように((11)式のように)、幾何補正を行うための幾何変換パラメータ $\mu_n(\beta)$ を決定する。また、投影角度が(360- ω)度から360度までは、 λ_n' から $\mu_n(360)$ まで徐々に変化するように((13)式のように)、幾何補正を行うための幾何変換パラメータ $\mu_n(\gamma)$ を決定する。そして、このようにして求めた幾何補正を行うための幾何変換パラメータを用いて、投影角度が、0度から ω 度及び(360- ω)度から360度における投影画像の幾何変換(体動補正)を行う。

【0068】

以上のようにして、本実施形態では、横ラインごとに体動(被検体の動き)をとらえるのではなく画像として体動をとらえるようにしているので、正確に体動を把握することができ、精度の良い体動補正を実現できるとともに、スムーズな体動補正を実現することができ、スムーズな体動補正によりアーチファクトが低減された断層画像を作成することができる。

また、体動が小さかったかどうかの判定も正確に行うことができ、不必要な体動補正を避けることができ、体動補正を行うための計算時間を短縮することができる。

【0069】

(本発明の他の実施形態)

上述した実施形態の機能を実現するべく各種のデバイスを動作させるように、該各種デバイスと接続された装置あるいはシステム内のコンピュータに対し、上記実施形態の機能を実現するためのソフトウェアのプログラムコードを供給し、そのシステムあるいは装置のコンピュータ(CPUあるいはMPU)に格納されたプログラムに従って上記各種デバイスを動作させることによって実施したものも、本発明の範疇に含まれる。

【0070】

また、この場合、上記ソフトウェアのプログラムコード自体が上述した実施形態の機能を実現することになり、そのプログラムコード自体、及びそのプログラムコードをコンピュータに供給するための手段、例えば、かかるプログラムコードを格納した記録媒体は本発明を構成する。かかるプログラムコードを記憶する記録媒体としては、例えばフレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、磁気テープ、不揮発性のメモ리카ード、ROM等を用いることができる。

【0071】

また、コンピュータが供給されたプログラムコードを実行することにより、上述の実施形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードがコンピュータにおいて稼働

しているOS（オペレーティングシステム）あるいは他のアプリケーションソフト等と共同して上述の実施形態の機能が実現される場合にもかかるプログラムコードは本発明の実施形態に含まれることは言うまでもない。

【0072】

さらに、供給されたプログラムコードがコンピュータの機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに格納された後、そのプログラムコードの指示に基づいてその機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPU等が実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって上述した実施形態の機能が実現される場合にも本発明に含まれることは言うまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図1】本発明の実施形態を示し、X線CTシステムの全体構成の一例を示す図である。

【図2】本発明の実施形態を示し、断層画像を撮影する際のX線CTシステムにおける動作の一例を説明するフローチャートである。

【図3】本発明の実施形態を示し、X線CTシステムの前処理及び再構成処理で行われる動作の一例を説明するフローチャートである。

【図4】本発明の実施形態を示し、投影角度が重複する2つの投影画像における対応点を説明する概念図である。

【図5】本発明の実施形態を示し、投影角度が重複する2つの投影画像のうちの一方の投影画像における固定点を説明する概念図である。

【図6】本発明の実施形態を示し、マッチングによる対応点の求め方を説明する概念図である。

【図7】本発明の実施形態を示し、体動補正のための幾何変換パラメータを説明する概念図である。

【図8】本発明の実施形態を示し、幾何変換前座標と幾何変換後座標とを説明する概念図である。

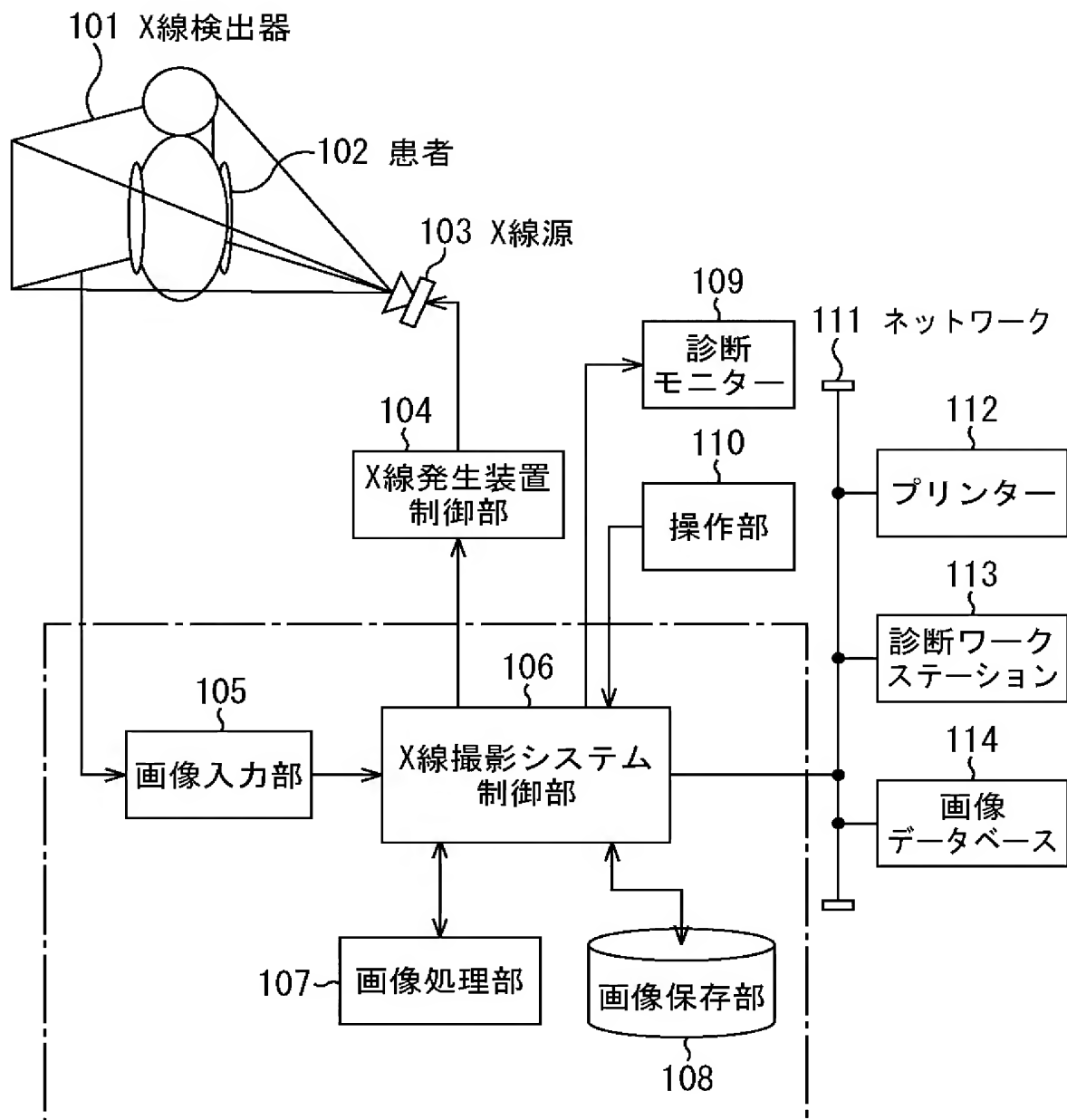
【図9】従来の技術を示し、コーンビームX線CT装置を説明する概念図である。

【図10】従来の技術を示し、体動補正のための幾何変換パラメータを説明する概念図である。

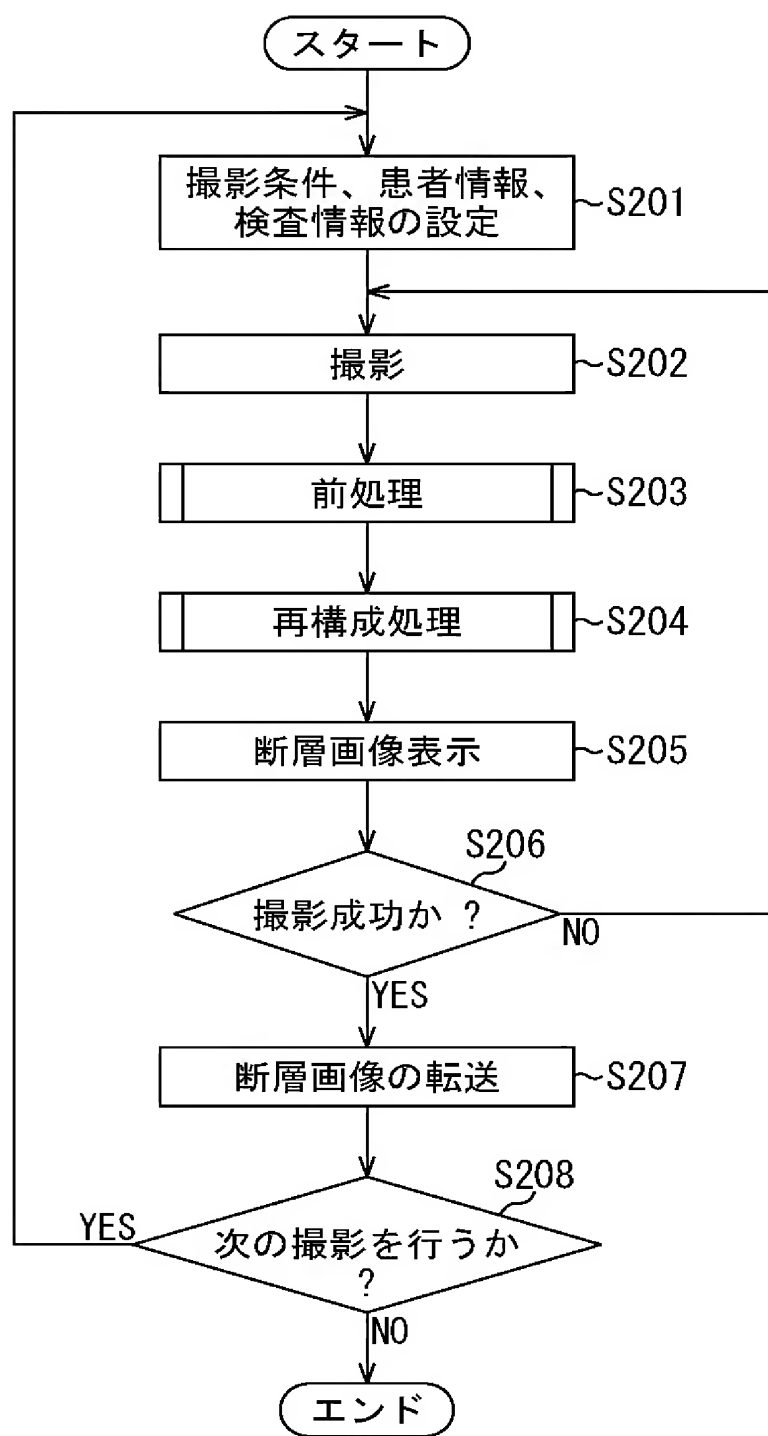
【符号の説明】

【0074】

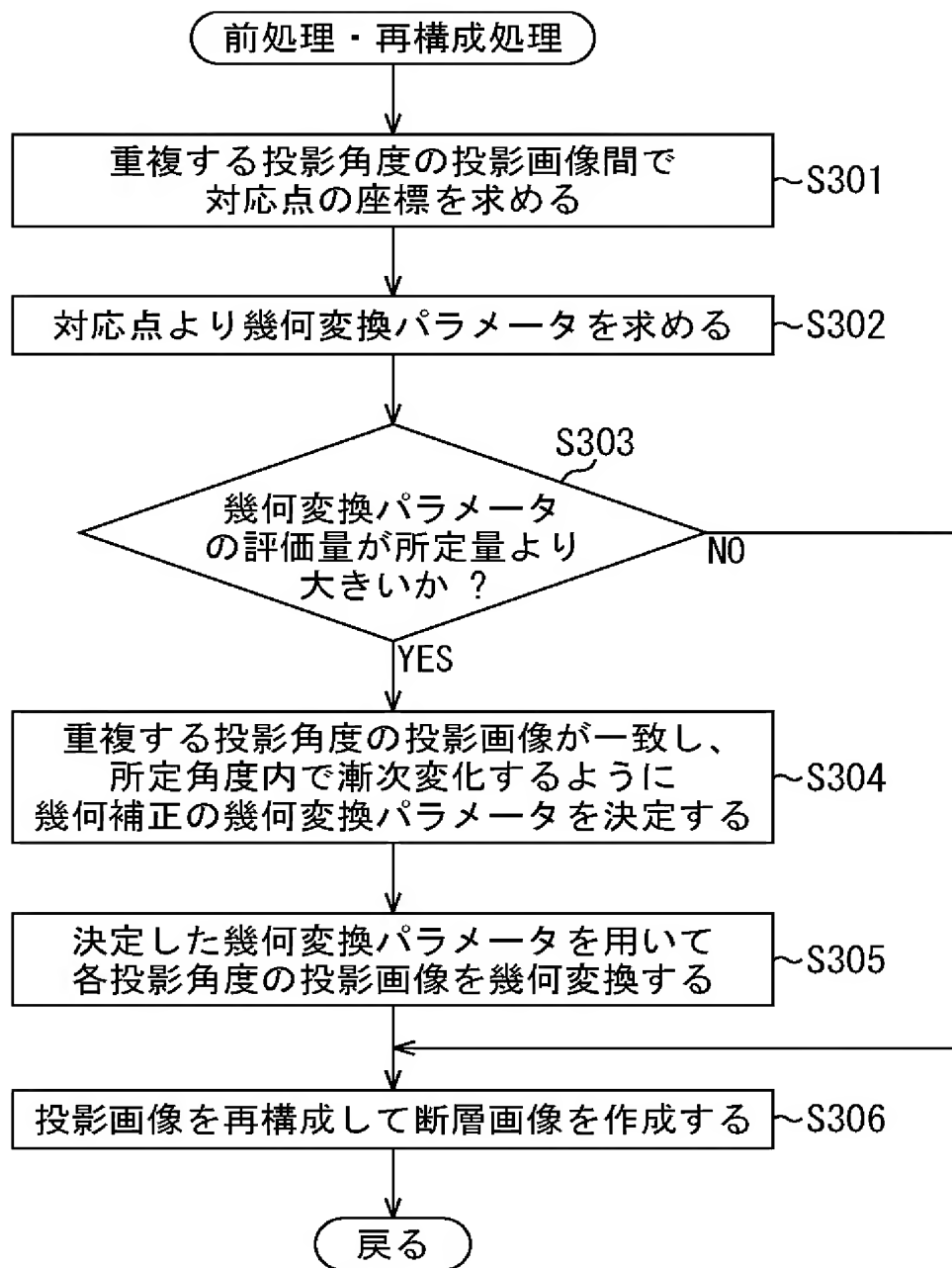
- 101 X線検出器
- 103 X線源
- 104 X線発生装置制御部
- 105 画像入力部
- 106 X線撮影システム制御部
- 107 画像処理部
- 401、402 投影画像
- 603 テンプレート画像
- 604 サーチエリア



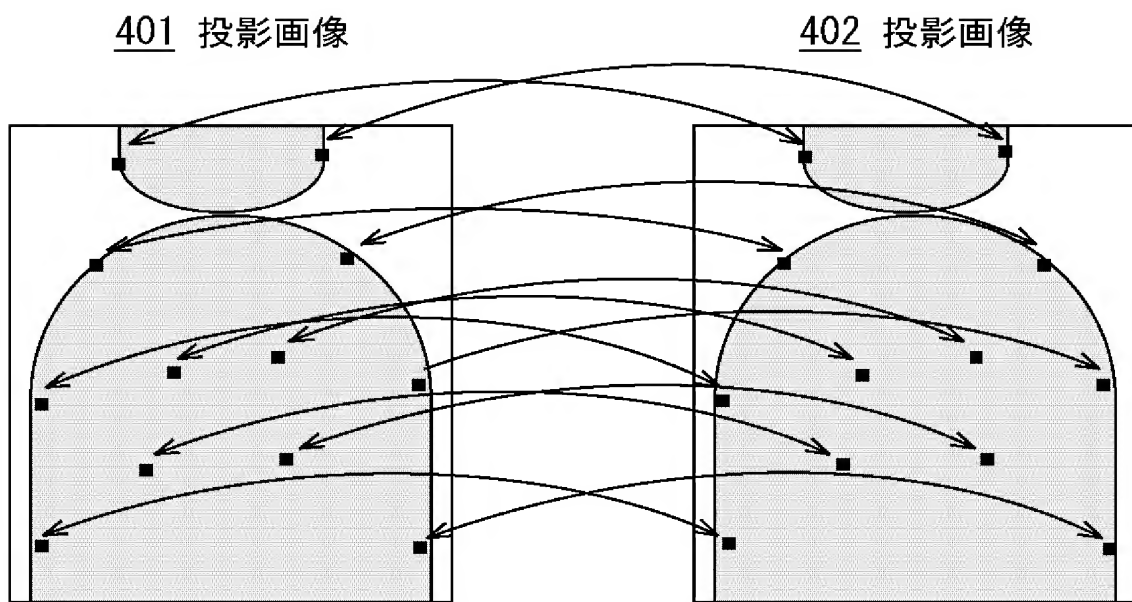
【図 2】



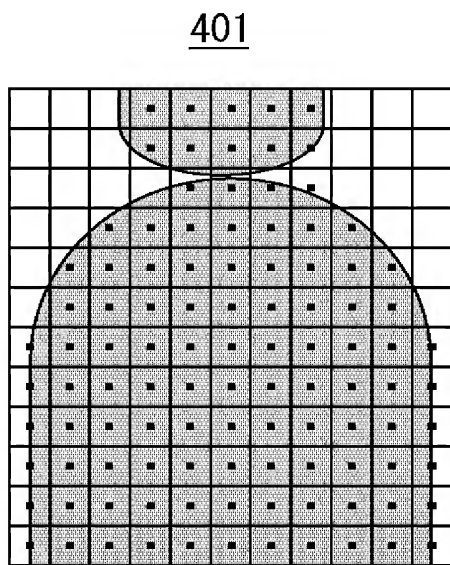
【図 3】



【図 4】

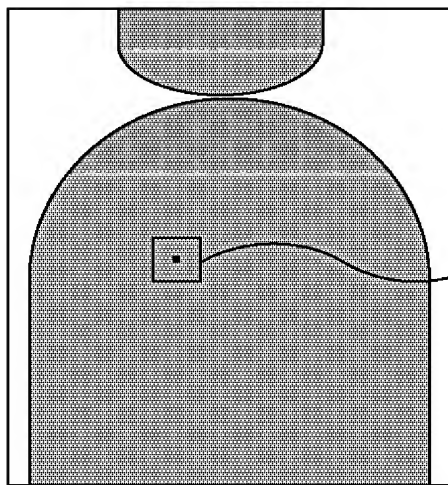


【図 5】



401 投影画像

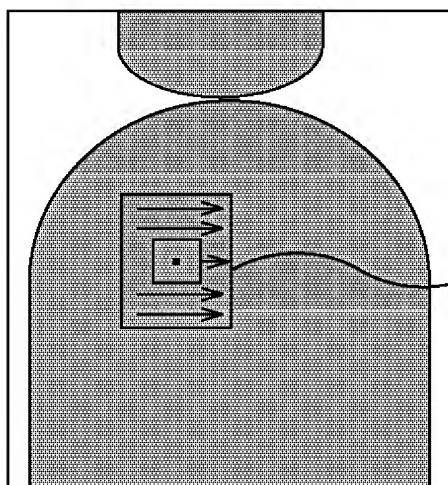
(a)



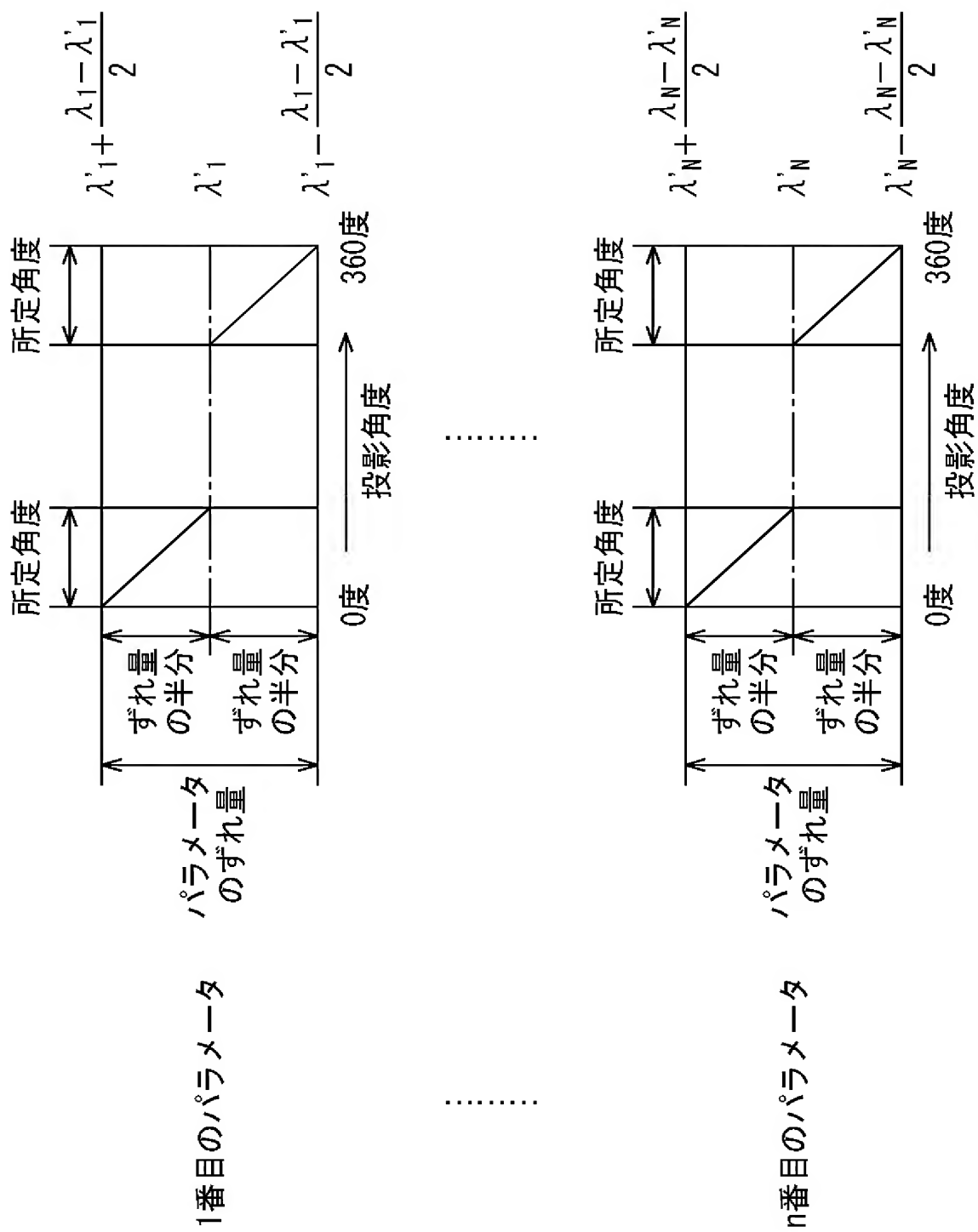
603 テンプレート画像

402 投影画像

(b)

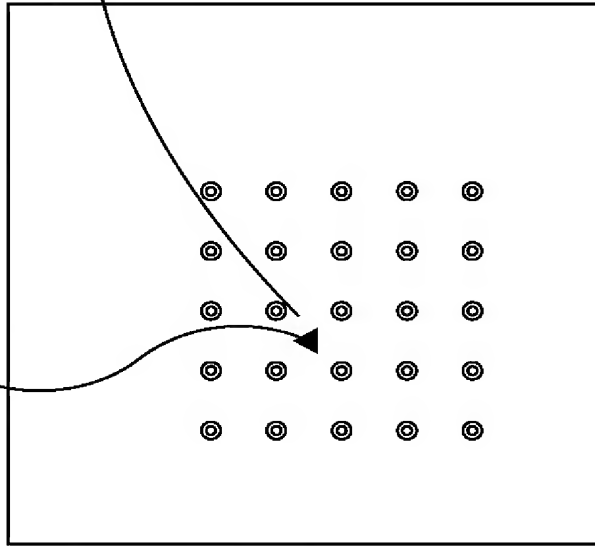


604 サーチエリア



801 幾何变换前画像

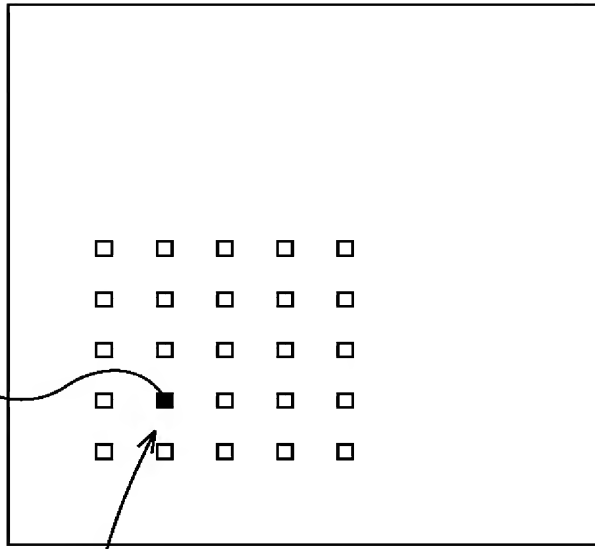
803 幾何变换前座標 (x, y)



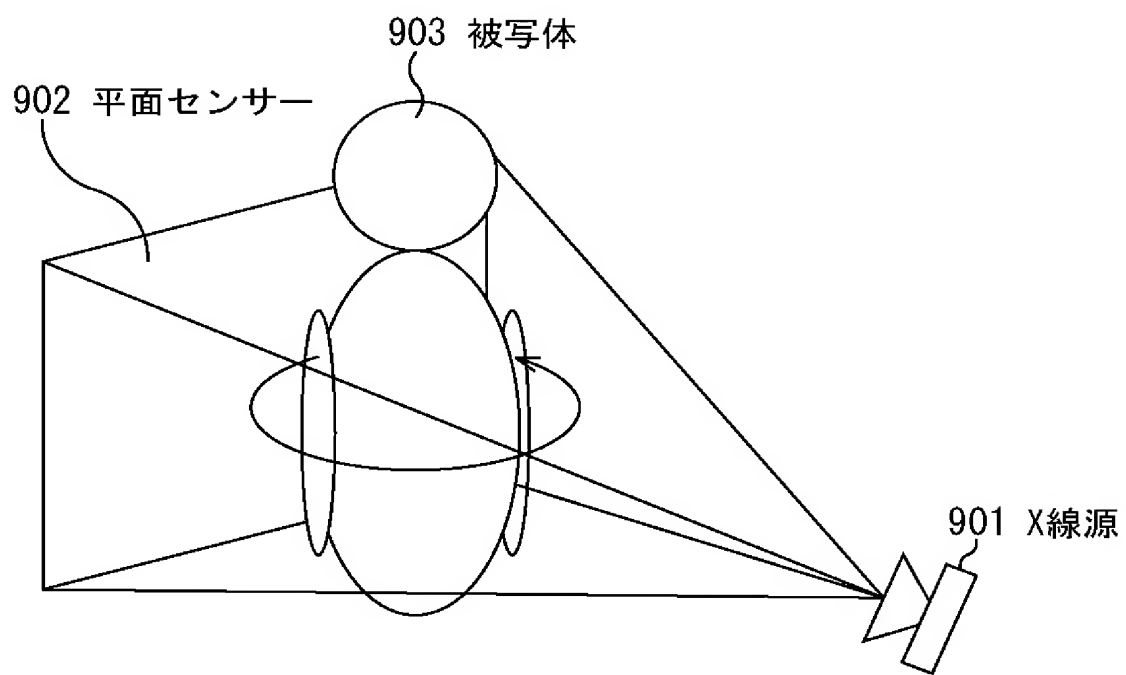
幾何变换後

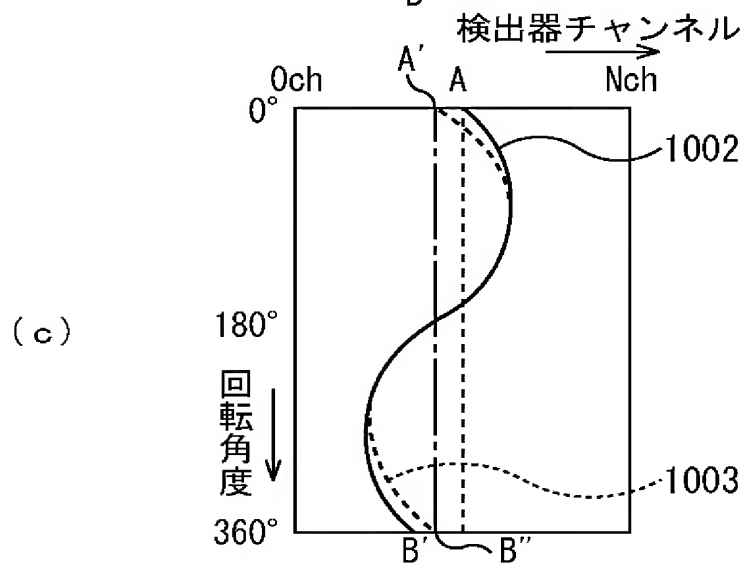
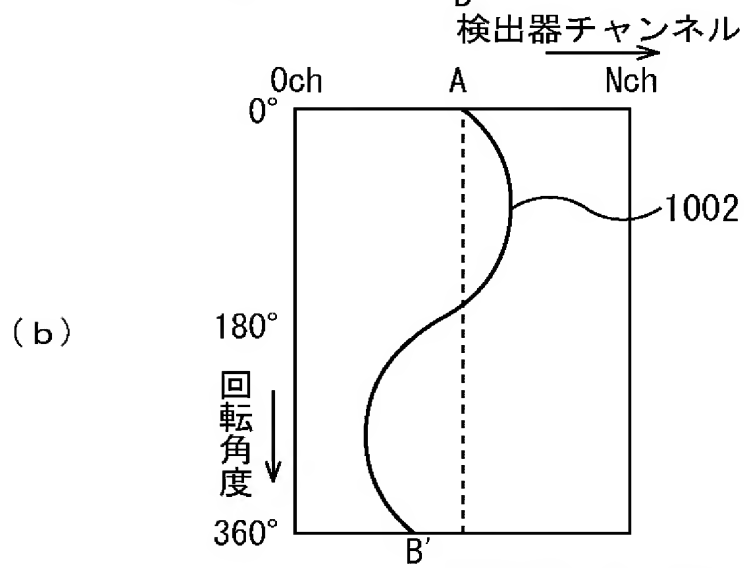
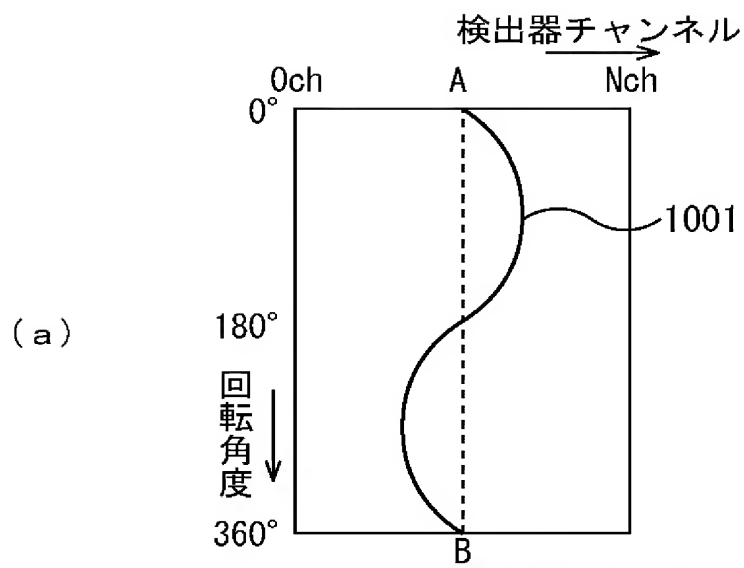
802 幾何变换後画像

804 幾何变换後座標 (x', y')



【図 9】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 断層画像に生じるアーチファクトを軽減するための体動補正を可及的に高精度に行うようにする。

【解決手段】 重複する投影角度（例えば0度と360度）の投影画像401、402間で、各々対応点の座標を求め、この求めた対応点の座標の組を用いて、幾何変換パラメータを、アフィン変換などを用いて求める。この求めた幾何変換パラメータの評価量が、所定量よりも大きかった場合には、上記求めた幾何変換パラメータを用いて、幾何補正を行うための幾何変換パラメータを決定する。この決定した幾何補正を行うための幾何変換パラメータを用いて幾何変換（体動補正）を行い、体動補正を行った投影画像802を用いて断層画像を作成する。

【選択図】 図8

出願人履歴

0 0 0 0 0 1 0 0 7

19900830

新規登録

5 9 5 0 1 7 8 5 0

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

キャノン株式会社